Aus der Augenklinik der Universität Düsseldorf
Direktor: Prof. Dr. Hans Pau

Rehabilitation bei tapetoretinalen Degenerationen

Dissertation
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
der Medizinischen Fakultät der Universität Düsseldorf

vorgelegt von
Ulrich Hoffmann

1983

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41543915_0062

Aus der Augenklinik der Universität Düsseldorf

Direktor: Prof. Dr. Hans Pau

Rehabilitation bei tapetoretinalen Degenerationen

D I S S E R T A T I O N

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin

Der Medizinischen Fakultät der Universität Düsseldorf

vorgelegt von

ULRICH HOFFMANN

1983

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität Düsseldorf

Der Dekan
der Medizinischen Fakultät
der Universität Düsseldorf
gez.: Prof.Dr. Brüster

Referent
gez.: Prof.Dr. Hammerstein

Korreferent
gez.: Prof.Dr. Esser

Meinen lieben Eltern

REHABILITATION BEI TAPETORETINALEN DEGENERATIONEN

Inhaltsverzeichnis

	Einleitung
1.	Rehabilitation Sehgeschädigter und Blinder (Übersicht)
1.1.	Rehabilitation mit vergrößernden Sehhilfen
1.1.1.	Vorausgehende Prüfungen und Tests
1.1.2.	Verwendbarkeit vergrößernder Sehhilfen
1.1.3.	Spezielle Sehhilfen
1.1.3.1.	Die Lupe
1.1.3.2.	Fernrohrsysteme
1.1.3.2.1	Teleskopsystem nach Galilei
1.1.3.2.2	Teleskopsystem nach Kepler
1.1.3.3.	Das Fernsehlesegerät
1.2.	Rehabilitation mit Blindenhilfsmitteln
1.2.1.	Ziele, Probleme
1.2.2.	Spezielle Hilfsmittel
1.2.2.1.	Lesehilfen
1.2.2.1.1.	Die Braillesche Schrift
1.2.2.1.2.	Übersetzungsgeräte
1.2.2.1.3.	Erkennungsgeräte

1.2.2.2. Hilfsmittel mit speziellem Zweck

1.2.2.3. Mobilitätshilfen

1.2.2.3.1. Der Laser - Blindenstock

1.2.2.3.2. Ultraschallhilfen

1.2.2.3.3. Lichtstrahlenhilfen

1.2.2.4. Visuelle Substitutionssysteme

2. Rehabilitation mit Weitwinkelfernrohrsystemen
- Eigene Untersuchungen -

2.1. Theoretische Grundlagen

2.2. Klinische Untersuchungen

2.3. Ergebnisse

2.4. Diskussion

Zusammenfassung

Literaturverzeichnis

Einleitung

Sehbehinderungen, die auf degenerativen Veränderungen der Retina oder ihrer ableitenden Nervenfasern beruhen, lassen sich im allgemeinen weder durch operative noch durch konservative Behandlung kausal therapieren. Die Rehabilitation dieser Patienten ist demzufolge eine vordringliche Maßnahme.

Sie ist allerdings nur bei wenigen definierten Krankheitsbildern zufriedenstellend gelöst. Der Einsatz optischer Sehhilfen ist lediglich bei teilweisem oder vollständigem Verlust der zentralen Sehschärfe möglich. Hierfür wurden Hilfsmittel entwickelt, angefangen von der Lupe bis hin zum Fernsehlesegerät, die die Eigenschaft der Sehwinkelvergrößerung besitzen.

Die Sehbehinderung ist nicht mit einem Verlust der zentralen Sehschärfe gleichzusetzen. Nach dem Bundessozialhilfengesetz und assoziierten Bestimmungen gilt derjenige als sehbehindert, bei dem:

1. die zentrale Sehschärfe auf dem besseren Auge oder beidäugig 0,3 bis 0,05 beträgt;

2. in der Nähe eine Sehschärfe von 0,3 oder weniger bei einem Arbeitsabstand von mindestens 30 cm vorliegt, oder

3. erhebliche Einschränkungen des Gesichtsfeldes bestehen.

(Gottlob 1978)

Letztendlich ist das Kriterium für die Sehbehinderung das Verhältnis von Sehleistung zu Sehanforderung. Wie aus den obigen Punkten zu ersehen ist, ist hier nicht nur die zentrale Funktionseinschränkung angesprochen, sondern in gleichem Maße auch die Krankheitsbilder, die mit einem Verlust des peripheren Gesichtsfeldes einhergehen. Besonders ist zu nennen die Retinopathia pigmentosa, die begleitet ist von konzentrischen Gesichtsfeldeinengungen bei anfangs voll erhaltenem zentralen Visus. Weitere Beispiele sind die homonyme Hemianopsie, welche gekennzeichnet ist durch einen gleichseitigen Gesichtsfeldausfall auf beiden Augen mit vertikaler Begrenzung, und die bitemporale Hemianopsie, charakterisiert durch einen heteronymen Gesichtsfeldausfall der temporalen Gesichtsfeldhälfte.

Sehbehinderungen weisen unterschiedliche Gesichtsfeldausfälle und Funktionsverluste der zentralen Sehschärfe auf. Da jede Sehhilfe bestimmte optische Eigenschaften besitzt, kann sie auch nur für bestimmte Indikationen geeignet sein.
Für Funktionsverluste, die mit ausgedehnten Gesichtsfelddefekten einhergehen, sind vergrößernde Sehhilfen in der Regel ungeeignet, da sie das Gesichtsfeld noch weiter verkleinern. Beispielsweise kann bei einer Retinopathia pigmentosa mit hochgradig eingeengtem Gesichtsfeld eine vergrößernde Sehhilfe ungeeignet sein.

Dies hat seinen Grund im Funktionsprinzip dieser Sehhilfen. Ihre Aufgabe ist nämlich die Darstellung eines gegebenen Objektes unter möglichst großem Sehwinkel. Die Vergrößerung ist nach folgender Formel definiert:

$$V = \frac{\text{Sehwinkel mit Instrument}}{\text{Sehwinkel ohne Instrument}}$$

(Slevogt 1974)

Mit zunehmender Vergrößerung nimmt der Durchmesser des Gesichtsfeldes ab. In den oben genannten Fällen würde dies zu einer weiteren Gesichtsfeldreduzierung führen. Aus diesem Grunde sind vergrößernde Sehhilfen nur dann sinnvoll, wenn erstens eine Sehwinkelvergrößerung angestrebt wird (reduz. Visus) und zweitens ein ausreichender Gesichtsfeldrest besteht. Bei peripheren Netzhautdegenerationen insbesondere bei der Retinopathia pigmentosa, muß aber die Zielsetzung nicht in erster Linie eine Erhöhung des zentralen Visus sein, sondern sie muß zu einer Erweiterung des Gesichtsfeldes führen, womit eine verbesserte Orientierungsfähigkeit verbunden ist.

In dieser Arbeit soll nun das Prinzip einer Sehhilfe vorgestellt werden, die eine Erweiterung des Gesichtsfeldes bewirkt und auf der Basis eines Weitwinkelfernrohres funktioniert.

Zuvor werden jedoch die heute angewendeten vergrößernden Sehhilfen und die zur Verfügung stehenden Blindenhilfsmittel besprochen.

1. Rehabilitation Sehgeschädigter und Blinder
1.1. Rehabilitation mit vergrößernden Sehhilfen
1.1.1. Vorausgehende Prüfungen und Tests

Verschiedene Autoren (Gunstensen 1960, Aulhorn 1966 1973, Pape 1971) weisen darauf hin, daß folgende Kriterien vor einer Indikationsstellung überprüft werden sollten:

- Eine Progredienz des zugrunde liegenden Krankeitsgeschehens sollte sich nur langfristig manifestieren, da bei kurzfristigen Veränderungen der eingetretene Erfolg nur von kurzer Dauer sein kann.

- Kann normaler Buch- oder Zeitungsdruck - wenn auch mühsam - noch gelesen werden?

- Besitzt der Patient genügend Ausdauer und Motivation?

- Ältere Patienten sollten noch in der Lage sein, den Arbeitsabstand einzuhalten und das Gelesene geistig zu verarbeiten.

Weiter betonen die Autoren, daß eine Indikationsstellung immer aufgrund des ophtalmologischen Krankheitsbildes in Zusammenhang mit der Persönlichkeit des Patienten gestellt werden sollte. Auf die Notwendigkeit einer genauen Differenzierung der Maculaerkrankungen unter pathogenetischen Gesichtspunkten wies Harms 1971 hin.

Die Refraktionsbestimmung

Diese wird unterteilt in eine subjektive und eine objektive Bestimmung.

Zur subjektiven Prüfung sollte man sich eines Optotypenangebotes bedienen, das in den Sehschärfenbereichen zwischen 0,05 bis 0,3 eine hinreichende Abstufung bietet (Gottlob 1978).

Die zu erwartende Genauigkeit der subjektiven Prüfung ist dem Grad der Schwachsichtigkeit entsprechend geringer, als bei normalsichtigen Augen. Aus diesem Grunde sollte bei Vorhandensein einer Schwachsichtigkeit stets eine sehr sorgfältige objektive Refraktionsbestimmung vorausgehen, deren Ergebnis oft sicherer ist, als das der subjektiven Prüfung (Frey 1961, Reiner 1978).

Die objektive Refraktionsbestimmung ist Grundlage für die subjektive Überprüfung.

Lesefähigkeit

Das Ziel der Verordnung einer vergrößernden Sehhilfe ist die Wiederherstellung der Lesefähigkeit, die nach Aulhorn (1962 + 1968) nicht exakt mit dem Fernvisus korreliert. Der Lesevorgang benötigt ein breiteres Gesichtsfeld als es für eine Sehschärfenprüfung notwendig ist. Bereiche der rechten und linken Fovea werden bis zu einer Exzentrizität von 2, 3 oder 4 Grad gleichzeitig benutzt. Nur wenn diese Regionen funktionstüchtig sind, ist ein geordneter Lesevorgang möglich.

Um die Lesefähigkeit zu testen und um damit gleichzeitig eine Voraussage über die Wirksamkeit der Sehhilfe machen zu können,

hat Aulhorn Lesetafeln für Schwachsichtige entwickelt. Diese Tafeln enthalten Textproben in Vergrößerungen von 1 - 18-fach. Sie sind für eine Betrachtungsentfernung von 25 cm ausgelegt. Es läßt sich damit eine sehr genaue Angabe über die benötigte Vergrößerung machen, da der Druck, den der Patient zu lesen vermag, den notwendigen Vergrößerungsfaktor angibt.

Brechende Medien

Einige Autoren (Aulhorn 1966, Weder 1978) erwähnen, daß vergrößernde Sehhilfen bei klaren, brechenden Medien besonders erfolgreich sind.

Wenn der Funktionsverlust auf einer Erkrankung der Retina oder des N. Opticus und zusätzlich noch auf einer Trübung der brechenden Medien beruht, ist der Erfolg einer vergrößernden Sehhilfe im allgemeinen geringer.

Da durch optische Hilfsmittel der Bildkontrast nicht gesteigert werden kann, kann die Funktionsfähigkeit nicht erhöht werden.

Gesichtsfeld

Nach Aulhorn (1973), ist zum Lesen ein zentrales Gesichtsfeld von 2 - 4 Grad unbedingte Voraussetzung. Häufig zeigt die klinische Erfahrung, daß bei ausreichendem Sehvermögen ein Lesen nicht mehr möglich ist, wenn bereits ausgedehnte zentrale Gesichtsfelddefekte bestehen. Liegt, wie z.B. bei einer tapetoretinalen Degeneration eine periphere Gesichtsfeldeinschränkung

vor, so würde sich durch eine vergrößernde Sehhilfe die Situation noch verschlechtern, da die Vergrößerung ja mit einer Verkleinerung des Gesichtsfeldes einhergeht.

Jede Lesehilfe stellt einen Kompromiß dar zwischen der Bildvergrößerung einerseits und der Gesichtsfeldreduzierung andererseits.

Mit den Tafeln für Schwachsichtige nach Aulhorn ist eine integrierte Prüfung der Sehschärfe und des erforderlichen Gesichtsfeldes möglich. Somit läßt sich zum einen die notwendige Vergrößerung ermitteln, zum anderen kann man gleichzeitig überprüfen, ob der zur Lesefähigkeit notwendige 2 - 4 Grad große zentrale Gesichtsfeldrest noch vorhanden ist.

1.1.2 Verwendbarkeit vergrößernder Sehhilfen

Erlischt die foveale Funktion auf beiden Augen, so lernt der Patient im Laufe der Zeit, exzentrisch zu fixieren (Aulhorn 1973). Dieses Phänomen tritt allerdings erst dann ein, wenn die zentrale Funktion vollkommen erloschen ist. Sofern noch ein kleiner Gesichtsfeldrest vorhanden ist, bleibt die zentrale Fixation erhalten (Aulhorn 1973).

Wenn durch die Verwendung eines funktonsfähigen Netzhautbereiches die Fixation wechselt, nimmt der Gesichtsfeldausfall eine parazentrale Lage ein. Es fällt auf, daß diese Verschiebung häufig nach oben und nach rechts erfolgt (Aulhorn 1969).

Das physiologische Auflösungsvermögen der Retina ist parazentral wesentlich geringer, da die Rezeptorendichte im Vergleich zur Macula reduziert ist. Durch eine Vergrößerung des Sehwinkels läßt sich das geringere Auflösungsvermögen zum Teil ausgleichen.

Nach Aulhorn sind die Voraussetzungen für die Wiederherstellung der Lesefähigkeit bei vollständigem Verlust der Macula besser, als bei Patienten mit einer noch vorhandenen Restfunktion der Netzhautmitte, da das parazentrale Gesichtsfeld dieser Patienten zum Lesen nicht mehr ausreicht.

Wenn die Abbildungsqualität der Retina bei Faltenbildung oder Verzerrungen im Maculabereich reduziert wird, stellen vergrössernde Sehhilfen nur einen begrenzten Wert für den Patienten dar, da die Abbildungsqualität durch diese Sehhilfen nicht verbessert wird.

Die Sehbehinderung eines Patienten kann ihre Ursache in den verschiedensten Erkrankungen haben. Aber nur ein Teil der Patienten läßt sich durch eine vergrößernde Sehhilfe erfolgreich rehabilitieren. Der Erfolg einer derartigen Sehhilfe ist an bestimmte Voraussetzungen gebunden, die sich dementsprechend auf die Indikationsstellung auswirken.

Die Vergrößerung des Sehwinkels dient als Ausgleich des reduzierten Auflösungsvermögens bei Erkrankungen, die mit einem Verlust oder einer Einschränkung der Maculafunktion einhergehen.

Die Entscheidung für ein bestimmtes System sollte zum einen davon abhängen, welche Anforderungen an das Sehvermögen gestellt werden, zum anderen ist die besondere Eignung bestimmter Systeme für spezielle Erkrankungen zu beachten.

1.1.3. Spezielle Sehhilfen

1.1.3.1. Die Lupe

Optik

Es handelt sich um einfache Konvexgläser, deren Verwendung ausschließlich für die Nähe bestimmt ist. Definitionsgemäß erzeugen sie von einem nahen reellen Objekt ein virtuelles vergrößertes Bild. Liegt das Objekt in der einfachen Brennebene, so ist die Vergrößerung der Lupe um so höher, je näher es am objektseitigen Brennpunkt liegt.

Durch die Formel:

$$V_L = 0{,}25/f = D/4$$

läßt sich die Normvergrößerung einer Lupe angeben (Schober 1972). (f = Brennweite, D = Brechkraft in Dpt, 0,25 = deutliche Sehweite)

Befindet sich das Objekt im Brennpunkt der Lupe, so sind die bildseitig austretenden Strahlen parallel. Die Vergrößerung hängt somit nicht vom Abstand Auge-Lupe ab.

Da die deutliche Sehweite einen Akkomodationsaufwand voraussetzt, der mit zunehmendem Alter nicht mehr erreicht werden kann, und zudem die Lupe auf den akkomodationsfreien Zustand bezogen ist, läßt sich die tatsächliche Lupenvergrößerung $\bar{V}_L$ nach Schober 1972 folgendermaßen berechnen:

$$\bar{V}_L = \frac{D}{4} - \frac{K}{4} \left(1 - \frac{D}{P}\right)$$

D = Brechkraft der Lupe in Dpt

K = Abstand des durch die Lupe entworfenen Bildes vom Auge in Dpt

P = Abstand Lupe-Auge in Dpt

Ist die Größe K gleich Null, d. h. es liegt eine Akkomodation auf ∞ vor, so ist $\bar{V}_L = \frac{D}{4} = V_L$. Abhängig ist K vom Grad der Fehlsichtigkeit sowie von der Akkomodationseinstellung.

Möglichkeiten und Grenzen

Es existieren verschiedene Formen von Lupen und Lupenbrillen, die auf verschiedene Art und Weise angewendet werden, und jeweils andere Vergrößerungen erlauben.

Die einfachste Korrekturform stellen die Handlupen dar, die eine Vergrößerung bis zu 3-fach aufweisen. Sie bieten die Möglichkeit der binokularen Betrachtung aufgrund ihres großen Abstandes vom Auge. Durch die Wahl eines großen Linsendurchmessers ergibt sich ferner ein entsprechendes Gesichtsfeld (Reiner 1978).

Da die Leseprobe innerhalb der einfachen Brennweite angeordnet werden muß, reduziert sich allerdings mit zunehmender Brechkraft die Distanz zwischen Leseglas und Text. Ferner nehmen Gesichtsfeld und Bildhelligkeit mit höherer Vergrößerung ab.

Manuelle Tätigkeiten sind bei hochgradiger Schwachsichtigkeit meistens nicht möglich, da, um ein ausreichendes Gesichtsfeld zu erreichen, die Lupe zu groß und zu schwer werden würde. In diesen Fällen wie auch bei älteren Patienten mit geringgradiger Schwachsichtigkeit sollte man zu Stand- oder Stativlupen raten (Schober 1972). Lupen mit eingebauter Beleuchtungseinrichtung sind im allgemeinen bei höhergradiger Schwachsichtigkeit und bei älteren Patienten indiziert (Schober 1972).

Lupenbrillen sind einfache Konvexgläser, die in einer Brillenfassung direkt vor das Auge gebracht werden. Geringe Vergrößerungen lassen eine binoculare Betrachtung zu. Höhere Plusgläser dagegen sind wegen des geringen Arbeitsabstandes nur monokular möglich. Es lassen sich Vergrößerungen von bis zu 14-fach erreichen (Reiner 1978). Diese auch als Monokel oder Uhrmacherlupen bezeichneten Gläser gestatten lediglich eine kurzzeitige Objektbetrachtung, welches man ohne Sehhilfe nicht mehr erkennen würde (Aulhorn 1973, Reiner 1978). Bei solch hohen Plusgläsern ist ein kontinuierliches Lesen nicht mehr möglich.

Nach Erfahrungen von Aulhorn 1973 sollte die Lupenbrille als Lesehilfe bis zu einer Vergrößerung von 3-fach angewendet werden.

Bei einer Bifokallupenbrille wird eine kleine Lupe als Nahteil auf ein Brillenglas aufgekittet. Diese Zweistärkengläser, wie sie von der Firma Carl Zeiss oder Stratemeyer hergestellt werden, lassen sich somit sowohl für die Nähe als auch für die Ferne verwenden. Eine binoculare Betrachtung ist bis zu einem Dioptrienwert von +6 dpt möglich (Reiner 1978).

Die Indikation für Lupenbrillen stellt sich bei Patienten deren Sehbehinderung nicht so hochgradig ist, d.h. deren Nahsehschärfe für kleineren Buchdruck nicht mehr ausreicht (Weder 1978, Aulhorn 1966). Bei höheren Vergrößerungen wird im allgemeinen durch den geringer werdenden Arbeitsabstand und durch die zunehmende Gesichtsfeldreduzierung der Indikation Grenzen gesetzt (Weder 1978).

Die bei höheren Plusgläsern auftretenden Abbildungsfehler lassen sich in gewissem Maße durch asphärische Kunststofflinsen verbessern (Frey 1961).

1.1.3.2. Fernrohrsysteme

Fernrohrsysteme haben die Eigenschaft, weit entfernte Objekte unter einem größeren Sehwinkel darzustellen. Es sind afokale Systeme, d.h. parallel eintretendes Licht tritt am Okular parallel wieder aus (telezentrischer Strahlengang). Proportional zur Vergrößerung ändert sich der Durchmesser des Strahlenbündels, und demzufolge der Sehwinkel; damit wird jedoch gleichzeitig das Gesichtsfeld verkleinert. Durch das Verhältnis

$$V = \frac{\tan w'}{\tan w}$$

(w' = scheinbarer Winkel, w = Winkel vor Fernrohr) läßt sich die Vergrößerung V des Systems ausdrücken. Durch den Zusatz einer Lupe erhält man einen Focus. Diese Fernrohrlupensysteme sind für das Sehen in der Nähe bestimmt.

1.1.3.2.1. Teleskopsysteme nach Galilei

Optik

Es handelt sich um ein System, bestehend aus einem sammelnden Objektiv und einem zerstreuenden Okular, die beide einen gemeinsamen Brennpunkt besitzen.

Die Vergrößerung ist gekennzeichnet durch:

$$V = - f_{obj} / f_{oku}$$

Die Differenz beider Brennweiten ergibt die Baulänge des Systems.

Das Gesichtsfeld wird bei höheren Vergrößerungen durch die Lage der Austrittspupille maßgeblich eingeschränkt. Sie liegt im Innern des Fernrohrs und zwingt den Betrachter zu einer "Schlüssellochbeobachtung". Die Austrittspupille ist umso weiter vom Auge entfernt, je höher die Vergrößerung ist (Slevogt 1974). Ferner lassen die unscharfe Gesichtsfeldbegrenzung sowie eine schlechte Randschärfe eine Vergrößerung über 2 - 2,5-fach als nicht sinnvoll erscheinen (Schober 1972, Biessels 1973).

Durch den Zusatz einer Lupe erhält man die oben angespro- chene Fernrohrlupe für die Nähe, dessen Vergrößerung gekennzeichnet ist durch:

$$V = V_{Lupe} \cdot V_{Fernrohr}$$

Hebt man die Bedingung auf, daß der bildseitige Brennpunkt des Objektivs mit dem objektseitigen Brennpunkt des Okulars zusammenfällt, so erhält man das Modell einer Brücke-Chevalierschen Lupe. Meist liegt die Zerstreuungslinse innerhalb der einfachen Brennweite der Sammellinse. Es ist ein System für die Nähe und erlaubt im Vergleich zur Lupe einen höheren Arbeitsabstand bei gleicher Vergrößerung.

Möglichkeiten und Grenzen

Fernrohrbillen sind Systeme für die Ferne. Ihre Anwendung ist sinnvoll im Kino oder Theater, beim Fernsehen oder ähnlichen Tätigkeiten (Aulhorn 1966, Reiner 1978). Eine Verwendung ist bis zu einer Vergrößerung von ca. 2,5-fach möglich (Schober 1972).

Ein System für die Nähe stellt die Kombination von Fernrohr und Lupe dar. Je nach Sehanforderung lassen sich für diese Fernrohrlupenbrille verschiedene Lupenvorsatzlinsen verwenden, die eine optimale Anpassung erlauben (Reiner 1978). Der binokulare Gebrauch dieses Systems gelingt aber nur bis zu einer Vergrößerung von ca. 3-fach. Dabei werden die beiden optischen Systeme in Konvergenzstellung justiert (Biessels 1973, Weder 1978, Jäger und Blankenagel 1974, 1979).

Mit zunehmender Vergrößerung nimmt der Arbeitsabstand ab, da eine entsprechend hohe Zusatzlupe gewählt werden muß und die Vergrößerung des Fernrohrsystems nicht über 2,5-fach hinaus erhöht werden kann. Bei einem Leseabstand unter 15 cm sind im allgemeinen nur monokulare Verordnungen sinnvoll. Ferner sinkt auch mit zunehmender Vergrößerung die Abbildungsqualität (Aulhorn 1973, Weder 1978, Jäger und Blankenagel 1979).

Ein einfaches System für die Nähe ist die oben erwähnte Brücke-Chevaliersche Lupe. Keeler stellt sie bis zur 5-fachen Vergrößerung her.

Hammerstein berichtete 1980 über die Verwendung einer Kontaktlinse als Okular und einer Brille als Objektiv der Brückschen Lupe. Gute Erfolge erzielte er hiermit bei myopen Patienten, sowohl für die Nähe, als auch, nach Abnahme der Brille, für die Ferne. Mit Plusgläsern von 4 - 8 dpt ergab sich ferner ein großes Gesichtsfeld sowie ein erweiterter Arbeitsabstand.

Nach Aulhorn ist die Verwendung der Fernrohrlupenbrillen bis zu einer Vergrößerung von 5 - 6-fach sinnvoll.

Hochwertige Systeme werden von der Fa. Carl Zeiss gefertigt, die auch Korrekturen von Fehlsichtigkeiten mit Hilfe speziell geschliffener Okularlinsen anbietet.

1.1.3.2.2. Teleskopsystem nach Kepler

Optik

Das System besteht aus positiven Linsen in Objektiv und Okular. Der bildseitige Brennpunkt des Objektives fällt mit dem dingseitigen Brennpunkt des Okulars zusammen. Die Baulänge entspricht daher der Summe der beiden Brennweiten. Von einem gegebenen Objekt entwirft das Fernrohr ein umgekehrtes, reeles, vergrößertes Bild. Die Vergrößerung ist festgelegt durch:

$$V = - f_{obj} / f_{oku}$$

Da ein umgekehrtes und seitenverkehrtes Bild entworfen wird, installiert man vor dem Okular ein Umkehrprisma. Im Gegensatz zum Galilei-System liegt hier die Austrittspupille gut zugänglich, nämlich außerhalb des Systems, hinter dem Okular. Dies trägt zu einem größeren Gesichtsfeld mit randscharfem Bild bei. Weitere Vorteile des Keplerschen Fernrohres sind höhere Vergrößerungen sowie bessere optische Abbildungsqualitäten im Gegensatz zum Galilei-System (Biessels 1973, 1976, 1979, Oosterhuis 1977). Nach Biessels 1979 läßt sich mit diesem Prismenfernrohr eine Vergrößerung von 6 - 8-fach für die Ferne erzielen.

Durch einen Lupenvorsatz erhält man auch hier eine Fernrohrlupenbrille, deren Vergrößerung sich nach

$$V = V_{Fernrohr} \cdot V_{Lupe}$$

berechnen läßt. Durch Verschieben des Objektivs im Tubus läßt sich die Vergrößerung bei monokularem Gebrauch variieren.

Möglichkeiten und Grenzen

1969 brachte die Fa. Carl Zeiss einen neuartigen Miniaturfeldstecher auf den Markt, der sich durch geringe Abmessungen und geringes Gewicht auszeichnete. Dies war möglich durch die Anwendung eines Miniaturprismas von 2 cm^3 Größe. Biessels konstruierte daraus ein konvergentes binokulares System, welches auf eine Brillenfassung montiert wurde und erstmals 1971 in Amsterdam vorgestellt wurde.

Wegen des vergrößerten Arbeitsabstandes ist die Prismenlupenbrille besonders für den binocularen Gebrauch geeignet. Auch bei höheren Vergrößerungen (4 - 6-fach) braucht man nicht auf die monokulare Betrachtungsweise auszuweichen, da der Arbeitsabstand noch groß genug ist. (Weder 1978). Biessels stellte 1979 in einem Erfahrungsbericht fest, daß die Prismenlupenbrille am häufigsten mit 4 - 6-facher Vergrößerung bei Sehschärfen zwischen 0,1 und 0,25 indiziert war. Vergrößerungen über 8-fach waren dagegen nur bedingt zu gebrauchen, da mangelnde Schärfentiefe und Gesichtsfeld die Lesefähigkeit stark behinderte. Meist war auch bei diesen Patienten ein Fernsehlesegerät indiziert (Biessels 1979).

Durch die besondere Lage der Austrittspupille ließen sich Patienten mit kongenitaler Aniridie gut behandeln. Die fehlende Pupille wurde durch die Austrittspupille des Systems ersetzt. Ähnliches gelang in Fällen von kongenitalen oder artifiziellen Iriskolobomen.

Auch Narben oder Trübungen von Linse oder Hornhaut ließen sich durch genaue Justierungen ausschalten (Biessels 1976).

Unterschiedliche Ausführungen dieses Systems wurden von Daniels und Gottlob 1978 besprochen.

1.1.3.3. Das Fernsehlesegerät

Prinzip, Funktionsweise

Eine Sehwinkelvergrößerung und damit eine Vergrößerung des Netzhautbildes, läßt sich nicht nur durch optische Sehhilfen erreichen.

Wie aus Abb. 1 ersichtlich ist, ist der Sehwinkel von den Größen y oder a abhängig. Er wird größer, wenn:

1. a verkleinert wird. (Verkürzung der Strecke Auge - Objekt)
2. y vergrößert wird. (Vergrößerung des Objektes)

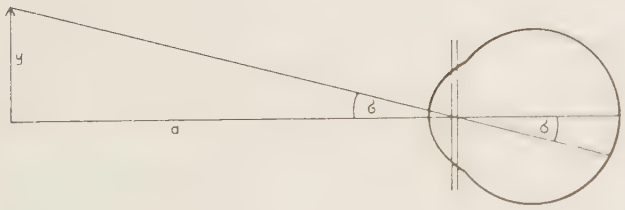

Abb. 1: Darstellung des Sehwinkels

Letzteres Prinzip ist in den Lesetafeln von Aulhorn verwirklicht, auf welchen Leseproben in verschiedenen Größen dargestellt sind.

Das Fernsehlesegerät basiert auf dem Prinzip, die Buchstaben vergrößert auf dem Bildschirm abzubilden. Erstmals wurde von Potts und Mitarbeitern 1959 eine Anordnung veröffentlicht, die im Prinzip der jetzigen Funktionsweise des Gerätes entspricht. Unabhängig hiervon hat der Mathematiker Samuel Genensky mit Hilfe der Rand Cooperation ein kommerziell lieferbares Gerät entwickelt (Genensky 1959, 1970, 1971, 1972). Dies wurde erstmals von Blankenagel und Jaeger 1971 vorgestellt.

Es handelt sich um eine selbstfocussierende Kamera die fest mit vertikaler optischer Achse auf einem Stativ steht. Über Kabel wird das Bild direkt auf einen Monitor übertragen. Der Lesetext wird auf einem Kreuzschlittentisch zweidimensional präzise unter der Optik bewegt. Eine Vergrößerung von 20-fach läßt sich mit einer Bildschirmgröße von 48 cm erreichen, mit 58 cm sogar eine von 25-fach.

Durch die hoch- und herunterschwenkbare Kamera läßt sich der Lesetext stufenlos vergrößern. Es ist ferner möglich zwischen positiver (schwarze Schrift auf weißem Untergrund) und negativer (weiße Schrift auf schwarzem Untergrund) Bildwiedergabe zu wählen.

Eine Kaltlichtlampe (2 x 4 Watt) ermöglicht es, besonders bei hohen Vergrößerungen, einen starken Kontrast zu erzielen.

Möglichkeiten und Grenzen

Das Fernsehlesegerät ermöglichte vielen Patienten, die vorher aufgrund ihrer starken Sehbehinderung auf das Lesen von Blindenschrift angewiesen waren, das Erlernen von Schwarzschrift, und damit auch die Lesefähigkeit (Blankenagel und Jäger 1973).

Die Einhaltung eines Arbeitsabstandes ist bei diesem Gerät nicht notwendig. Es wird im allgemeinen ein Leseabstand von 30 - 50 cm bevorzugt. Bei Patienten mit großen Zentralskotomen ist das Fernsehlesegerät durch diese Flexibilität der Fernrohrlupenbrille überlegen. Ohne auf die Zentrierung des Linsensystems achten zu müssen, können die Patienten am Fernsehschirm den Kopf beliebig halten, um so den Text in einen günstigen Gesichtsfeldbereich zu bringen (Jaeger, Blankenagel 1974).

Von größter Bedeutung für hochgradig Sehschwache ist der starke Kontrast bei hohen Vergrößerungen. Wie Blankenagel 1972 feststellte, nimmt dieser, im Gegensatz zu den vergrößernden optischen Hilfen, bei steigender Vergrößerung zu.

Die Wahlmöglichkeit zwischen positiver und negativer Bildwiedergabe ermöglicht eine Abstufung der einfallenden Lichtmenge (Reiner 1978). Blankenagel und Jäeger stellten fest, daß blendungsempfindliche Patienten, besonders Glaukompatienten und auch Patienten mit tapetoretinalen Degenerationen und kleinem Gesichtsfeld das Negativbild bevorzugen.

Das Fernsehlesegerät bietet die Möglichkeit unter der Kamera zu schreiben, zu zeichnen, zu korrigieren etc. Auch ist die Handhabung des Gerätes leicht zu erlernen (Blankenagel, Jaeger 1972). Während die optischen Sehhilfen in der Regel bei Werten der Sehschärfe von 0,1 - 0,3 und darüber und bei einem entsprechenden Gesichtsfeld indiziert sind, kann die Lesefähigkeit bei Patienten, die eine Sehschärfe von weniger als 0,1 aufweisen nur durch die bis zu 25-fachen Vergrösserungen des Fernsehlesegerätes erzielt werden (Blankenagel und Jäger 1974). Dies ist allerdings abhängig von der Art der Sehstörung. Es zeigte sich, daß bei hochgradig sehbehinderten Patienten mit den Diagnosen Maculadegeneration, Glaucom, Buphtalmus, tapetoretinale Degeneration, Opticusatrophie, hochgradige Amblyopie, Retinopathia diabetica, Leucoma cornea und Glaskörperschwarten bei einer Sehschärfe zwischen 0,1 und 0,02 wieder Lesefähigkeit für Zeitungsdruck erreicht werden konnte. Dazu waren Vergrößerungen von 12 - 20-fach erforderlich (Blankenagel, Jäger 1972).

1.2. Rehabilitation mit Blindenhilfsmittel

1.2.1. Ziele, Probleme

Das Ziel der Blindenhilfsmittel ist es, dem Blinden

1. unbehinderten Zugang zum Gedruckten und Handgeschriebenen zu verschaffen, und

2. ihm zu einer uneingeschränkten Mobilität zu verhelfen.

Durch die Fortschritte in der Elektronik und Datenverarbeitung ist man diesen Zielsetzungen näher gekommen.

Das Prinzip der Blindenhilfsmittel beruht darauf, dem Blinden visuelle Informationen über eine andere Sinnesqualität als die optische zu vermitteln.

Es wäre natürlich optimal, ließe sich durch die Benutzung von Gehör oder taktilem Sinn ein der visuellen Leistung entsprechendes Ergebnis erzielen. Leider sind schon durch die physiologischen Gegebenheiten einem vergleichbaren Informationsfluß Grenzen gesetzt. Taktiler Sinn und Gehör besitzen gemeinsam lediglich ca. 1/20 der Anzahl der Nervenfasern des Sehorgans (Fankhauser, Bebie 1975).

Hinzu kommt, daß der Blinde den für ihn fremden taktilen oder akustischen Code in relevante Information umsetzen muß. Diese interlektuelle Leistung läßt sich mit dem Erlernen einer neuen Sprache durchaus vergleichen (Lauer 1975).

Der langsame Informationsfluß, sowie die am allgemeinen teure Anschaffung und der oben erwähnte schwer zu erlernende Code sind die Gründe, weshalb die Blindenhilfsmittel nur begrenzte Verwendung finden (Swail 1971).

Da den physiologischen Möglichkeiten Grenzen gesetzt sind, sollten technische Hilfsmittel so konstruiert sein, daß der Informationsverlust möglichst gering ist. Um dies zu erreichen wurden Hilfsmittel für bestimmte Verwendungszwecke konstruiert. Hieraus folgt deren begrenzte Anwendungsmöglichkeit, d.h., für verschiedene Aufgaben werden verschiedene Hilfsmittel benötigt (Fankhauser, Bebie 1975).

Trotz aller Probleme darf nicht vergessen werden, daß die sprunghafte technische Entwicklung in der letzten Zeit große Fortschritte ermöglicht hat (Jaeger, Blankenagel 1976).

1.2.2. Spezielle Hilfsmittel
1.2.2.1. Lesehilfen
1.2.2.1.1. Die Braillesche Schrift

Die 1825 von Louis Braille entwickelte Schrift hat weltweite Verbreitung gefunden. Sie bot die Grundlage für weitere Entwicklungen zur Informationsübermittlung.

Nach Angaben von Fankhauser und Bebie 1975 ermöglicht sie einem Geübten bis zu 200 Worte pro Minute zu lesen. Dies ist eine Leistung, die vergleichbar ist mit der des Gehörs.

Auf den ersten Blick erscheint es daher erstaunlich, daß lediglich 10% der Blindenpopulation diese Blindenschrift benutzen (Ferree 1966).

Gründe für dieses Verhalten nennen Jaeger und Blankenagel 1976, sowie Bebie und Fankhauser 1975:

- Es ist notwendig, die normale Schwarzschrift in die Braillesche Punktschrift umzusetzen. Ein direkter Zugang zum Gedruckten oder Geschriebenen ist nicht möglich.

- Die einzelnen Bräille Symbole beanspruchen relativ viel Platz, so daß Bücher in dieser Schrift einen beträchtlichen Umfang besitzen.

- Die Vorteile der Brailleschen Schrift scheinen die Anstrengung, die mit deren Erlernen verbunden ist, nicht aufzuwiegen.

Der begrenzte Kreis der Blinden, die die Brailleschrift beherrschen, konnte durch die Verwendung moderner Blindenhilfsmittel nicht wesentlich erweitert werden (Fankhauser, Bebie 1975).

1.2.2.1.2. Übersetzungsgeräte

Diese Geräte besitzen drei Grundelemente: einen Sensor, der den Buchstaben abtastet, eine datenverarbeitende Einheit und die Kontaktfläche mit dem Benutzer (Interface).

Das Prinzip beruht darauf, daß der gedruckte Buchstabe als akustisches oder taktiles Muster wiedergegeben wird. Dem Blinden obliegt die Interpretation dieses Codes, der von Gerät zu Gerät unterschiedlich sein kann.

Wegen ihrer wesentlich einfacheren Funktionsweise sind die Übersetzungsgeräte im Gegensatz zu den später abzuhandelnden Erkennungsgeräten (s. Seite 34) kompakter und im allgemeinen billiger. (Fankhauser, Bebie 1975).

Das Optophon

Dies ist der erste Versuch, ein Schriftbild in ein Klangmuster zu übertragen. 1919 entwickelte Fournier d'Albe dieses Gerät, dessen technisches Prinzip bei den folgenden Geräten dieser Art beibehalten wurde.

Eine aus einem senkrechten Spalt bestehende Sonde, hinter dem Photosensoren übereinander angeordnet, wird über den Buchstaben geführt. Jedem Sensor ist ein Ton zugeordnet. Der höchste dem obersten, der tiefste Ton dem untersten Sensor.

Ein Ton wird hörbar, wenn ein Sensor auf schwarzen Untergrund trifft. Das große "I" z.B. würde sich im gleichzeitigen Auftreten aller Töne darstellen.

Man kann sich vorstellen, daß beim Lesen ganzer Worte ein ziemlich komplexes Klangbild entsteht, welches nicht einfach zu interpretieren ist. Besonders talentierte Personen erreichten bis zu 25 Worte/Min. (Swail 1971, Jaeger und Blankenagel 1974).

Nicht nur die geringe Lesegeschwindigkeit, sondern auch die Tatsache, daß nur wenige Blinde in der Lage waren, den komplizierten Code zu erlernen, hielten den praktischen Nutzen des Gerätes gering (Swail 1971).

Visotoner/Visotacter

Mit den gleichen Problemen behaftet waren die Weiterentwicklungen des Optophons, der "Visotoner" und sein taktiles Pendant, der "Visotacter" (Jaeger und Blankenagel 1974). Beim letztgenannten Gerät ist der Code mit vier Fingern als taktiles Muster zu ertasten.

Die Technik wurde zwar verbessert, aber sowohl die akustische als auch die taktile Ausgabe des Gerätes ermöglichten keine schnellere Leserate, als deren Vorläufer (Blankenagel und Jaeger 1974).

Das Lexiphon

Eine Verdopplung der Lesegeschwindigkeit ermöglichte das Lexiphon (Swail 1971, Jaeger und Blankenagel 1974). Durch Veränderungen in der Technik gelang es, pro Buchstabe nur einen Ton zu erzeugen.

Das einfachere Klangbild erleichterte natürlich die Zuordnung zum gelesenen Buchstaben.

Trotz der Verbesserung bot das Gerät noch keine Ausreichende Lesegeschwindigkeit, um damit z.B. längere Artikel lesen zu können (Swail 1971).

Der Stereotoner

Dieses Gerät wurde von den Mauch Lab., Inc. Dryden, Ohio entwickelt (Smith 1972). Es hat die Abmessungen 10 x 12,5 x 4 cm und kann auf der Brust getragen werden. Eine Sonde wird mit Hilfe eines Lineals über die Buchstaben geführt.

Zur akustischen Darstellung des gelesenen Buchstabens wird ein 10-Ton Code stereophon über Kopfhörer dargeboten.

Die Signale gelangen mit unterschiedlicher Lautstärke zu beiden Ohren: die hohen Töne erscheinen rechts, die tieferen links lauter.

Dies bewirkt, daß beispielsweise der Buchstabe "V" als räumliche Bewegung von einem Ohr zum anderen empfunden wird (Lauer 1975). Da der Blinde eine meist stark ausgeprägte Fähigkeit des Richtungssinnes entwickelt hat, erleichtert man ihm mit dieser Darstellungsweise die Interpretation des akustischen Klangbildes (Jaeger und Blankenagel 1976).

Lauer beschreibt 1975, daß 75 Geräte bisher verkauft worden seien und 25 Personen regelmäßig damit arbeiten.

1978 stellte Fankhauser fest, daß der Stereotoner im Vergleich zum unten beschriebenen Optacon weniger erfolgreich ist.

Das Optacon

Dieses Gerät, seit 1971 auf dem Markt, stellt die neueste und attraktivste Entwicklung auf dem Gebiet der Übersetzungsgeräte dar (Fankhauser und Bebie 1975).

Das Optacon ist weltweit verbreitet und hat eine große Anhängerschaft unter der Blindenpopulation gefunden.

Entwickelt wurde es an der Stanford University und am Stanford Research Institute (Bliss, Brugler Optacon Newstetter Nr. 4).

Eine aus 144 Photosensoren bestehende kleine Fernsehkamera erzeugt ein direktes Faksimile des gelesenen Buchstabens. Dieser erscheint auf einem Vibrationsfeld, welches leicht mit einem Finger bedeckt werden kann. Das Feld besteht aus 144 piezo-elektrisch angetriebenen Vibrationsstiftchen, die das Faksimile gut tastbar erzeugen.

Die Reizschwelle sowie die optische Vergrößerung zur Anpassung an beliebige Schriftgrößen sind per Einstellknopf regulierbar. Das gesamte Gerät wiegt 2 kg und hat die Größe eines Kassettenrecorders.

Der große Vorteil des Gerätes besteht darin, daß kein neuer Code erlernt werden muß. Der Späterblindete kann auf die von früher bekannten Zeichen zurückgreifen. Auch bei den Früherblindeten scheint der zu ertastende Buchstabe leichter erkennbar, als andere Codierungen (Jaeger und Blankenagel 1974).

Trotz alledem entfällt auch bei diesem Gerät nicht das mühsame Einüben (Blankenagel und Jaeger 1974).

Die Lesegeschwindigkeit wird unterschiedlich angegeben. Abhängig von Übung, Intelligenz etc. liegt sie zwischen 10 und 70 Wörtern pro Minute (Jaeger und Blankenagel 1974, Fankhauser und Bebie 1975).

Erfahrungsberichte von Schoof 1975 und Jaeger/Blankenagel 1976 stellen folgendes fest:
Das Optacon steigerte die Leistungsfähigkeit der Blinden in einer Vielzahl von Berufen. Manchen war die Wahl des Berufes erst durch das Optacon möglich. Zum Teil waren sogar keine besonderen Konzessionen seitens der Arbeitgeber notwendig. Jüngere Blinde kommen im allgemeinen besser mit dem Optacon zurecht als ältere.

Durch weiteres Zubehör läßt sich der Anwendungsbereich des Optacons noch erweitern. So lassen sich durch spezielle Aufnahmeknöpfe Kathodenstrahl- und Datensichtgeräte sowie Hewelett-Packard-Rechner der Serien 35, 45 und 80 ablesen. Auch andere Rechner können angepaßt werden (Optacon Newsletters Nr. 3 u. 5, Goldish et al).

In naher Zukunft wird ein Sprech-Zusatzgerät auf den Markt kommen, welches als Prototyp schon vorgestellt worden ist (Newsletter Nr. 21 1979).

1973 äußerte Bliss die Hoffnung, in ferner Zukunft vielleicht ein Ein-Hand-Optacon vorstellen zu können. Dies wäre unvergleichlich kleiner, als das jetzige und besäße Sensor und taktiles Feld in einer Einheit. Das Gerät würde in einer Hand liegend geführt werden können.

1.2.2.1.3. Erkennungsgeräte

Diese Geräte übernehmen die schwierige Aufgabe der Zeichenerkennung für den Blinden. Die Datenausgabe erfolgt in Braille-Code oder in menschlicher Sprache (buchstabierte oder gesprochene Sprache).

Allerdings benötigen diese Geräte einen hohen technischen Aufwand, so daß deren Anschaffung sehr teuer ist. Eine Kostenreduktion ist nur zu Ungunsten der Leistung (Erkennung) möglich. Da die Geräte aber lediglich gute und bestimmte Drucke erkennen können, würde dies deren Anwendung weiter einschränken.

Bebie und Fankhauser 1975 sowie Lauer 1975 empfehlen deshalb, an einem teuren Gerät mehrere Blinde arbeiten zu lassen (Time-Sharing). Vielversprechende Versuche auf diesem Gebiet wurden von Nye et al 1973 unternommen.

Neuere Entwicklungen auf dem Gebiet der Erkennungsgeräte sind ermutigend (Newsletters Nr. 21).

Braille Converter

Die Transformierung des Gedruckten in Braille-Schrift ist die Arbeitsweise der Braille-Converter.

1974 berichteten Blankenagel und Jaeger über ein israelisches Forschungsobjekt, das "SRF-Transcion". Photosensoren werden über den Text geführt, die Ausgabe erfolgt in tactilen Braille-Schriftzeichen. Da das Gerät Schreibtischgröße besitzt, ist es nicht transportabel. Auch liegt sein Preis etwa

dreimal höher als der des Optacon. 1976 berichteten obige Autoren über ein Forschungsprogramm an der Universität Stuttgart. Es handelt sich hierbei um ein ähnliches Gerät, welches sich schon in einer Testreihe an einer Anzahl Blinden bestens bewährt hat. Es sei, so die Autoren, gut geeignet für den privaten und aktuellen Schriftverkehr. Beim Aufsuchen von Textstellen in Büchern habe sich dieses Gerät nicht als optimal erwiesen. Technisch ausgereifter, da weniger aufwendig sind die elektronischen Rechner mit Braille-Ausgabe.

Schönherr stellte 1977 den "Braillotron-Rechner" vor, der mit der von ihm entwickelten "Braille-Modul-Technik" ausgestattet ist.

Weitere in den USA entwickelten Rechner sind der AFB MAS 200 und Sience for the Blind CALCU-TAC T-8B. Diese und andere noch zu besprechende Rechner sind 1977 von Goodrich et al einem Vergleichstest unterzogen worden.

Converter mit buchstabierter Sprache

Der "Cognodictor" ist ein Gerät, welches bei guter Druckvorlage bis zu 90% der Buchstaben identifiziert und in buchstabierter Sprache wiedergibt. Es lassen sich Lesegeschwindigkeiten von ca. 80 Worte pro Minute erreichen (Bebie und Pankhauser 1971).

Zusätzlich ist der Cognodictor mit einem Lesegerät ähnlich dem des Optacon ausgestattet, mit welchem der Blinde schlechte Druckformen oder Zeichen, für die die Maschine nicht programmiert ist, erkennen kann (Lauer 1975).

Converter mit gesprochener Sprache

1971 und 1972 berichteten Cooper, Cooper et al. über eine sehr kostspielige und aufwendige Methode zur Übertragung von Gedrucktem in gesprochener Sprache. Die Entwicklung eines Prototyps stand damals noch in weiter Zukunft.

Ein Gerät von Kurzweil ist von den vorhandenen Systemen wohl jenes, welches am ehesten einem automatischen Lesegerät entspricht (Kurzweil 1977, Fankhauser 1978).

Der Prototyp eines Erkennungsgerätes wurde auf zwei Konferenzen in den USA von der Firma Telesonsory Systems Inc. vorgestellt. Es ist auf ein auf dem Optacon basierendes Gerät mit Sprachausgang. Durch die Rückkopplung mit der Kamera plus Optacontastatur kann dieses System vom Blinden gesteuert werden. Die Leserate liegt bei ca. 200 Wörtern pro Minute (Newsletter Nr. 21 1979).

Eine optimale Realisierung sprechender Rechner war schon früher möglich, da die Zeichenerkennung auf ein Minimum begrenzt ist.

Der von Telesensory Systems Inc. entwickelte "Speech-Plus" wird in einem Vergleichstest von Goodrich 1971 als bester Rechner bewertet.

Ein weiterer sprechender Rechner ist der Master Specialities ARC 9500, welcher als zweitbester eingestuft wurde.

1.2.2.2 Hilfsmittel mit speziellem Zweck

Es existieren eine Vielzahl von speziellen Blindenhilfsmittel, wie Spiele, Haushaltsgeräte, Uhren, etc. Eine Übersicht gibt das Hilfsmittelverzeichnis der Deutschen Blindenstudienanstalt, Marburg. Im Folgenden seien nur einige wichtige Geräte erwähnt.

Das deutsche "Copytherm*" und das amerikanische "Thermoform*" sind Geräte, mit denen sich auf Papier geprägte Blindenschrift oder anderes tactiles Material vervielfältigen läßt (Britz 1975). Sie übertragen in einem einfachen Arbeitsgang die Tastzeichen auf eine Kunststoff-Folie.

Der "Optisch-Taktile-Kopierer OTAC*" setzt mit Hilfe eines Trockenkopierers optische Information in tastbare um. So können Zeichnungen, Graphiken, etc. dem Blinden zugänglich gemacht werden.

Der "Marburger Druckkasten*" ist ein Blindenschriftvervielfältigungsgerät für den Handsatz. Er erlaubt mit geeignetem Zubehör den doppelseitigen Druck.

Eine Vielzahl von Schreibmaschinen* kann über die Deutsche Blindenstudienanstalt bezogen werden:

Punktschriftmaschinen	Schwarzschriftmaschinen
Marburger Blindenschrift-Bogenmaschine	diverse Maschinen mit Tastmarkierungen
Perkins Brailler	

*Zu beziehen über: Deutsche Blindenstudienanstalt
Am Schlag 8
D-Marburg

Das Versa Braille (Newsletter Nr. 19) und das Braillex* sind Geräte, die komplexe Funktionen erfüllen können. Die Ausgabe kann selektiv in Braille oder Sprache gewählt werden. Die Braille-Ausgabe geschieht mit Hilfe der Braille-Modul-Technik als Punktschriftzeile (Paperless-Braille) wie sie erstmals 1977 von Schönherr vorgestellt wurde. Die Geräte können Informationen auf Band speichern, die mit Hilfe eines Schlüsselwortes abgerufen werden können. Sie erfüllen die Funktion eines Wörterbuches oder eines sprechenden Buches, es lassen sich Akten oder Briefe speichern oder 400 bzw. 520 Seiten Braille-Schrift auf Kassette übertragen. Sie erlauben einen programmierten Unterricht und besitzen Anschlußmöglichkeiten für einen Rechner. Die sind nur einige der Möglichkeiten, die diese Geräte bieten (Newsletter Nr. 18).

Ein Farbidentifizierungsgerät stellte 1975 Crawford vor. Das kleine Gerät arbeitet mit einem vereinfachten Filterspektrometer mit fünf Spektralfiltern und hörbarem Meßanzeiger. Mit Hilfe der fünf Filter läßt sich die Farbe identifizieren. Erfahrungen liegen bisher noch nicht vor.

---

*Zu beziehen über: Deutsche Blindenstudienanstalt
Am Schlag 8
D-Marburg

1.2.2.3. Mobilitätshilfen

Das Prinzip der Mobilitätshilfen besteht in der Ableitung von Informationen aus der Umgebung mit Hilfe von reflektierten Signalen, die zuvor als Ultraschall-, Infrarot-, Laser- oder Lichtstrahlen ausgesendet wurden. Vom Empfänger werden die Signale über eine Datenverarbeitende Einheit dem Blinden akustisch oder taktil dargeboten. Hierbei korreliert die Entfernung zum Hindernis mit der Tonhöhe bzw. Vibrationsfrequenz.

Die Problematik dieser Hilfen liegt in der Unterscheidung zwischen relevanter und irrelevanter Information. Da die Geräte dies nicht trennen können, obliegt es dem Blinden, aus dem angebotenen Klang- oder Tastmuster diese Entscheidung zu treffen. Da die reflektierten Signale von der komplexen Umwelt auch ein komplexes Äquivalent wiedergeben, ist es verständlich, daß es dem Blinden nur schwer möglich ist, aus den verwirrenden akustischen oder taktilen Eindrücken das Wichtigste herauszufiltern. Daher sind eine Vielzahl von Mobilitätshilfen lediglich Hindernisdetektoren.

Die Beurteilung dieser Hilfen seitens der Blinden ist so verschieden, wie die Blindenpopulation selber (Fankhauser, Bebie 1975).

So stellte Farmer 1978 fest, daß der Blindenstock immer noch die effektivste und effizienteste Mobilitätshilfe sei.

1.2.2.3.1. Der Laser-Blindenstock

Um eine frühe Warnung über Hindernisse in Kopf- und Brusthöhe zu bekommen, und um gleichzeitig die Vorteile des Blindenstockes auszunützen, stellten Benjamin und Mitarbeiter 1973 den Laser-Blindenstock vor.

Er besitzt drei Sender, deren Laserstrahlen in Brusthöhe, auf den Boden und schräg nach oben gerichtet sind.

1971 berichteten Merz und Brambing über die praktische Erprobung des Laserstockes. Es wurde festgestellt, daß die Gehleistung Blinder im Vergleich mit dem herkömmlichen Blindenstock nicht verbessert werden konnte.

Der Laser-Stock hat auch bisher keine weite Anwendung gefunden (Fankhauser 1978).

1.2.2.3.2. Ultraschallhilfen

Die Siemensbrille

1976 stellte Colani dieses Hilfsmittel vor, welches bis heute technisch verbessert wurde. Die Schallstrahler und Empfänger sind anstatt der Gläser in die Brille eingearbeitet. Es entsteht der Eindruck einer Sonnenbrille. Ein dünnes Kabel führt zu einem Batteriekästchen in dem sich auch die Elektronik befindet. Über kleine Kautschukschläuche entlang der Brillenbügel gelangt das akustische Signal zum Ohr. Dieses wird stereophon dargeboten, und läßt somit die Richtung erkennen, in der sich z.B. ein Hindernis befindet (Blankenagel, Jaeger 1979). Bei Niederschlägen (Regen, Schnee) ist das Gerät nur begrenzt einsetzbar, da Störgeräsuche auftreten (Blankenagel, Jaeger 1979).

Kay's Ultraschallbrille (Sonic Glasses)

Die von Kay 1966 entwickelte Orientierungshilfe ist ähnlich wie die Siemensbrille aufgebaut. Auch sie besitzt die stereophone Darbietung des Signals. Mit einiger Übung sei es sogar möglich -so Strelow und Kay 1978- aufgrund von Frequenzschwankungen Rückschlüsse auf die Oberflächenbeschaffenheit eines Objektes zu ziehen, so daß es letztendlich identifiziert werden könne.

In Kombination mit einem Blindenstock oder Blindenhund scheint diese Mobilitätshilfe am besten eingesetzt (Fankhauser 1978). Einen ausführlichen Erfahrungsbericht veröffentlichte Kay 1973.

Der Sicopilot

Das Gerät hat die Form einer flachen Taschenlampe, bei der anstatt eines Scheinwerfers ein Ultraschallstrahler eingebaut wurde.

Das Signal wird nicht akustisch sondern taktil angeboten, indem der Blinde mit einem Finger ein überstehendes Rädchen ertastet. Dies rotiert umso schneller, je mehr er sich dem Hindernis nähert.

Die leichte Handhabung empfiehlt das Gerät für den kurzen Gebrauch, während die Brille als ständiges Hilfsmittel zu verwenden wäre (Blankenagel, Jaeger 1975).

Lindsay-Russel Pathsounder

Das Gerät wurde 1965 von Lindsay Russel vorgestellt. Die kleine Einheit wird mit Hilfe eines Halsbandes auf der Brust getragen. In dem Band befinden sich kleine Lautsprecher, die bei Annäherung an ein Hindernis ein akustisches Signal abgeben.

Es ist notwendig, zusätzlich einen Blindenstock zu benutzen, da das Gerät nicht genügend Informationen über die Umgebung vermittelt (Freiberger 1973).

Mowat Sonar System

Das taschenformatige, kleine Kästchen wird in der Hand gehalten. Dieses fühlt einen Vibrator, dessen Frequenz mit der Entfernung zum Hindernis korreliert.

Das Gerät ist als Zusatzhilfe gedacht, so zum Beispiel zum Auffinden von Türen, Telefonzellen, etc. (Freiberger 1973).

Der Ultraschall Impuls Radar

Ein Gerät auf der Basis dieser Technik stellte 1979 Schulz vor. Es hat die Form einer Stabtaschenlampe. Die Information wird taktil über einen Vibrator an dem Gerät ausgegeben. Es soll mit dieser Hilfe möglich sein, auch niedrige Hindernisse oder Stufen die abwärts führen auszumachen. Ferner sei dieses Gerät auch bei Regen und Schnee einsetzbar.

1.2.2.3.3. Lichtstrahlenhilfen

Audilux

Dieses Gerät transformiert die Intensität des aus einer Richtung kommenden Lichtes in ein akustisches Signal von variabler Tonhöhe. (Zu beziehen über die Deutsche Blindenstudienanstalt).

Als Versuchsanordnung stellten Bebie und Fankhauser 1971 ein ähnliches Gerät zur Montage auf einen Brillenrahmen vor.

Mims seeing aid

Diese Hilfe besteht aus einem Sender, der Infrarotstrahlen aussendet, und dem dazugehörigen Empfänger. Befestigt wird diese von Mims 1972 vorgestellte Anordnung auf einem Brillengestell. Das ankommende Signal wird dem Blinden akustisch dargeboten. Diese Hilfe stellt allerdings nur einen Hindernisdetektor dar (Freiberger 1973).

1.2.2.4. Visuelle Substitutionssysteme

1968 versuchten Brindley und Lewin mit Hilfe implantierter Elektroden die Area striata direkt zu reizen, um damit ein Punktbild der Außenwelt zu erzeugen. Eine Kamera übernimmt die Funktion des Auges. Die Elektrodenzahl war allerdings noch sehr gering.

Vaughan und Schimmel 1971 sowie Brindley und Lewin 1974 beurteilen die Weiterentwicklung optimistisch, wobei aber die Lösung vieler Probleme noch in ferner Zukunft liege.

Bach-y-Rita 1969 u. 1974 sowie Starkiewiez und Kuliszenski 1962 u. 1963 versuchten verschiedene Hautpartien als "Interface" zu benutzen. Die Möglichkeit scheint aber wenig erfolgreich bzw. nur von theoretischem Interesse zu sein (Jaeger und Blankenagel 1979, Britz 1975, Bebie und Fankhauser 1976).

2. Rehabilitation mit Weitwinkelfernrohrsystemen - Eigene Untersuchungen -

Alle bisher besprochenen vergrößernden Sehhilfen sind beim zentralen Degenerationstypus indiziert. Abhängig vom Krankheitsbild und der benötigten Vergrößerung stehen verschiedene Hilfsmittel zur Auswahl.

Beim peripheren Degenerationstyp ergibt sich eine völlig andere Situation. Optische Sehhilfen zur Rehabilitation dieser Patienten gibt es nicht, eine effektive Therapie ist nicht bekannt.

In den meisten Fällen handelt es sich um das Krankheitsbild der Retinopathia pigmentosa. Diese degenerative Erkrankung beruht auf einer nichtentzündlichen, primären Schädigung der Photoreceptoren der Retina. Die hereditäre Erkrankung kann rezessiv, autosomal dominant oder X-chromosal rezessiv vererbt werden. Je nach Vererbungsmodus ist die Prognose unterschiedlich. In jedem Fall aber ist die Krankheit durch einen progredienten Verlauf gekennzeichnet.

Erstes Symptom ist die Hemeralopie. Es folgen Gesichtsfeldausfälle, die als Ringskotome beginnen und sich im Spätstadium als röhrenförmiges Gesichtsfeld manifestieren. Der Visus kann recht lange erhalten bleiben. Das ophthalmoskopische Bild läßt typische "knochenkörperchenartige" Pigmente erkennen. Ferner findet man eine wachsgelbe Papille und verengte Netzhautgefäße.

Eine Regeneration ist nicht möglich, da die Gewebe entwicklungsgeschichtlich vom Zentralnervensystem abstammen. Anatomisch und funktionelle Defekte sind somit endgültig. Insofern bleibt auch eine Therapie erfolglos. Die einzigen Möglichkeiten bestehen zum einen in der Verhinderung dieser Krankheit- so weit als möglich - durch genetische Beratung erkrankter Personen, zum anderen in einer frühzeitigen Vorbereitung der Patienten auf ihr Schicksal.

Eine Rehabilitation dieser Patienten mit Hilfe optischer Sehhilfen ist bis heute noch nicht durchgeführt worden. Diese Möglichkeit würde für den Patienten eine zeitweilige Verbesserung seines Schicksals bedeuten. Einfluß auf die Prognose hat die Maßnahme natürlich nicht.

Die folgenden Untersuchungen beschreiben die Erprobung einer solchen Sehhilfe. Das Rehabilitationsziel des peripheren Degenerationstyp ist ein anderes, als das der zentralen Form (s. Tab. 1). Nicht die Visusreduzierung, sondern das eingeengte Gesichtsfeld mit daraus folgender mangelnder Orientierungsfähigkeit steht hier im Vordergrund.

Optische Sehhilfen, wie sie beim zentralen Degenerationstyp Anwendung finden, besitzen als gemeinsame Eigenschaft die Sehwinkelvergrößerung. Diese geht aber gleichzeitig mit einer Gesichtsfeldeinschränkung einher, so daß solche Hilfsmittel im allgemeinen nicht indiziert sind. Die Beziehung: Sehwinkelvergrößerung = Gesichtsfeldverkleinerung, läßt sich aber auch umkehren, so daß mit einer Sehwinkelverkleinerung eine Gesichtsfeldvergrößerung einhergeht.

Ein auf dieser Basis arbeitendes Teleskopsystem wurde von uns an 32 Patienten erprobt.

	zentraler Degenerationstyp	peripherer Degenerationstyp
vorwiegend betroffene Struktur	Macula	periphere Retina
Primäre Behinderung	verminderter Visus	eingeschränktes Gesichtsfeld
Rehabilitationsziel	Wiederherstellung d. Lesefähigkeit	Wiederherstellung d. Orientierungsfähigkeit
Optische Eigenschaft der Sehhilfe	Sehwinkelvergrößerung	Gesichtsfeldvergrößerung

Tab. 1 Unterschiede in der Rehabilitation des zentralen und peripheren Degenerationstypus

2.1 Theoretische Grundlagen

Das Prinzip dieses teleskopischen Systems besteht darin, auf der noch funktionsfähigen Netzhaut ein größeres Gesichtsfeld abzubilden (Holm 1970, Krefman 1981, Hammerstein 1981).

Da Lichtwege umkehrbar sind, kann eine teleskopisches System sowohl zur Sehwinkelvergrößerung bei Gesichtsfeldverkleinerung, als auch zur Gesichtsfeldvergrößerung bei Sehwinkelverkleinerung eingesetzt werden.

Das System, das zur Rehabilitation bei peripheren Netzhautdegenerationen erprobt wurde und welches als Weitwinkelfernrohrbrille bezeichnet wird, besitzt wie auch die zuvor schon erwähnten Fernrohrsysteme einen telezentrischen Strahlengang. Das am Objektiv parallel eintretende Licht tritt am Okular parallel aus.

Das System ist afokal, es ist auf unendlich eingestellt. Es ändert sich lediglich der Durchmesser des Strahlenbündels. Während bei Fernrohrsystemen herkömmlicher Art der Durchmesser verkleinert wird, wird er bei der Weitwinkelfernrohrbrille vergrößert. Dies führt zur Sehwinkelverkleinerung und Gesichtsfeldvergrößerung.

Gleichzeitig kommt es allerdings auch zu einer Vertiefung der Perspektive, an welche sich der Patient gewöhnen muß.

Sowohl das Galileische als auch das Prismenfernrohr läßt sich modifiziert als Weitwinkelfernrohrbrille verwenden.

Das Galileisystem als Weitwinkelfernrohr besteht aus einer zerstreuenden Objektivlinse mit kurzer Brennweite und einer langbrennweitigen Sammellinse im Okular (s. Abb. 1). Es gilt also:

$$f_{obj} < f_{oku}$$

Der Quotient dieser Brennweiten ergibt die Verkleinerung nach der Formel:

$$V = - \frac{f_{obj}}{f_{oku}}$$

Verwendet man also eine zerstreuende Objektivlinse, so wird V positiv. Es entstehen aufrechte und seitenrichtige Bilder. Wählt man die Brennweiten so, daß $V < 1$ wird, erhält man eine Bildverkleinerung und eine Gesichtsfeldvergrößerung.

Durch die Weitwinkeloptik wird nun das objektseitige Gesichtsfeld mit dem Gesichtsfeldwinkel 2w auf ein kleines bildseitiges Gesichtsfeld mit dem Gewichtsfeldwinkel 2w' reduziert. Es gilt:

$$2w > 2w'$$

Somit wird ein größerer Gesichtsfeldwinkel auf der funktionsfähigen Netzhaut abgebildet. Das scheinbare Gesichtsfeld läßt sich nun nach folgender Formel berechnen:

$$\tan w' = V : \tan w$$

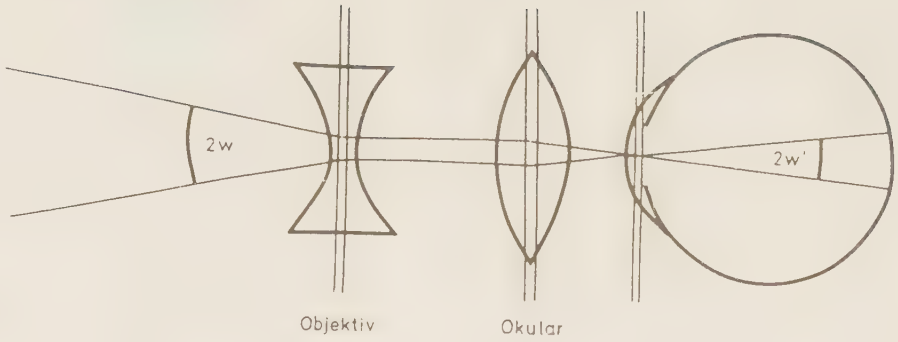

Abb. 2: Strahlengang im umgekehrten Galileischen Fernrohr

Dies gilt nur für ein verzeichnungsfreies Fernrohr. Da bei diesem System bildseitiger Brennpunkt des Objektivs und dingseitiger Brennpunkt des Okulars zusammenfallen, läßt sich die Baulänge durch die Differenz beider Brennweiten ausdrücken:

$$l = f_{oku} - f_{obj}$$

Wegen dieser kurzen Bauweise eignet sich das Galileische Prinzip für eine Brillenfassung besser als das Prismenfernrohr.

Das Prinzip des Prismenfernrohrs als Weitwinkelfernrohrbrille besteht aus Pluslinsen in Objektiv und Okular, und zwar mit kurzer Brennweite im Objektiv und langer Brennweite im Okular.

Das in der bildseitigen Brennebene des Objektivs entstehende umgekehrte reelle Zwischenbild liegt in der objektseitigen Brennebene des Okulars. Zur Bildumkehr wird ein Umkehrprisma in den Strahlengang eingebracht. Dies verkürzt zudem noch die Baulänge des Systems. Sie ist durch das Zusammenfallen von bildseitigem Brennpunkt des Objektivs und dingseitigem Brennpunkt des Okulars gekennzeichnet durch die Summe der Brennweiten:

$$l = f_{obj} + f_{oku}$$

Die Bildverkleinerung ergibt sich nach der Formel:

$$V = - \frac{f_{obj}}{f_{oku}}$$

Ist die Brennweite des Objektives kleiner als die des Okulars, so wird $V < 1$.

Somit erreicht man eine Bildverkleinerung und eine Gesichtsfeldvergrößerung.

Da in die Zwischenbildebene eine Feldblende eingebracht werden muß, um die Randabschattung zu vermindern, wird das Gesichtsfeld in der bildseitigen Brennebene des Objektives begrenzt.

Der Vorteil des Prismenfernrohrs besteht in der hohen Abbildungsqualität mit besserer Randschärfe. Sein Nachteil ist die erwähnte lange Bauweise.

2.2 Klinische Untersuchungen

Zur klinischen Prüfung wurden 32 unausgewählte Patienten untersucht (s. Tab. 2). Sie erhielten den Prototyp eines Weitwinkelfernrohrs nach dem Galileischen Prinzip, den sie jeweils monokular benutzten. Da die subjektive Beurteilung der Sehhilfe seitens der Patienten von vielen Faktoren abhängig ist, wählten wir ein grob differenziertes Einteilungsschema:

a) die Sehhilfe wird positiv beurteilt

b) die Sehhilfe wird negativ beurteilt

c) die Sehhilfe ist noch nicht notwendig

Objektive Parameter erhielten wir durch die Perimetrie und die Bestimmung des Visus.

Um ein konkretes Maß für die Gesichtsfeldgröße zu erhalten, berechneten wir diese in Prozent. Dies ist besonders bei Ringskotomen und nichtkonzentrischen Gesichtsfeldausfällen von Vorteil, da die Charakterisierung dieser Ausfälle durch einen konkreten Gesichtsfeldwinkel im allgemeinen nicht möglich ist. Dabei ist zu bedenken, daß zentrale Gesichtsfeldreste gleich bewertet werden wie peripher gelegene, welche für den Patienten meist von geringem Nutzen sind.

Die Berechnung der Gesichtsfeldgröße in Prozent wurde folgendermaßen vorgenommen:

	Retinopathia pigmentosa	Usher-Syndrom	Chorioidermie
Anzahl	29	2	1

Tab. 2: Erkrankungen der Patienten mit peripherem Degenerationstyp

als Berechnungsgrundlage diente ein normalgroßes Gesichtsfeld. Dessen ungefährer Flächeninhalt wurde durch Auftragen auf Millimeterpapier und Auszählen der Quadratzentimeter gleich 100% gesetzt. Es ergaben sich 171 cm^2 = 100%. Ein Gesichtsfeldausfall ließ sich nun prozentual berechnen, indem die Fläche des eingeschränkten Gesichtsfeldes zu der des normalen ins Verhältnis gesetzt wurde.

2.3. Ergebnisse

Eine Auswertung der Ergebnisse zeigt die nachstehende Graphik (Abb. 2). Es wurde die Gesichtsfeldgröße in Prozent auf der x-Achse und der Visus auf der y-Achse aufgetragen. Dabei wurde sowohl das linke als auch das rechte Auge als Meßpunkt vermerkt.

Die Graphik zeigt eine deutliche Häufung positiver Beurteilungen. Dieser Bereich läßt sich gegenüber den Beurteilungen "Sehhilfe noch nicht notwendig" durch eine hyperbelförmige empirische Kurve abgrenzen. Der Verlauf der Kurve zeigt, daß Patienten mit gutem Visus die Sehhilfe erst bei recht großen Gesichtsausfällen positiv beurteilen. Lag hingegen ein schlechter Visus vor, so war die Sehhilfe schon bei kleineren Ausfällen indiziert. Der Visus hat also innerhalb eines bestimmten Bereiches, der sich von ca. 20% - 60% Gesichtsfeldgröße erstreckt Einfluß auf die Indikation einer solchen Sehhilfe.

Unterhalb dieser 20% - Marke beurteilten auch Patienten mit sehr gutem Visus die Sehhilfe positiv. Oberhalb 60% Gesichtsfeldgröße ist eine Indikation noch nicht gegeben.

Die Grenzen der Optik sind bei einem Gesichtsfeld <5% erreicht. Die Patienten sind dann auch praktisch erblindet.

Zu erwähnen sind drei Patienten, deren Krankheitsverläufe auf beiden Augen so unterschiedlich waren, daß die Meßpunkte des jeweils einen Auges unterhalb , des anderen oberhalb der Kurve zu liegen kam. Alle drei Patienten beurteilten die Sehhilfe positiv.

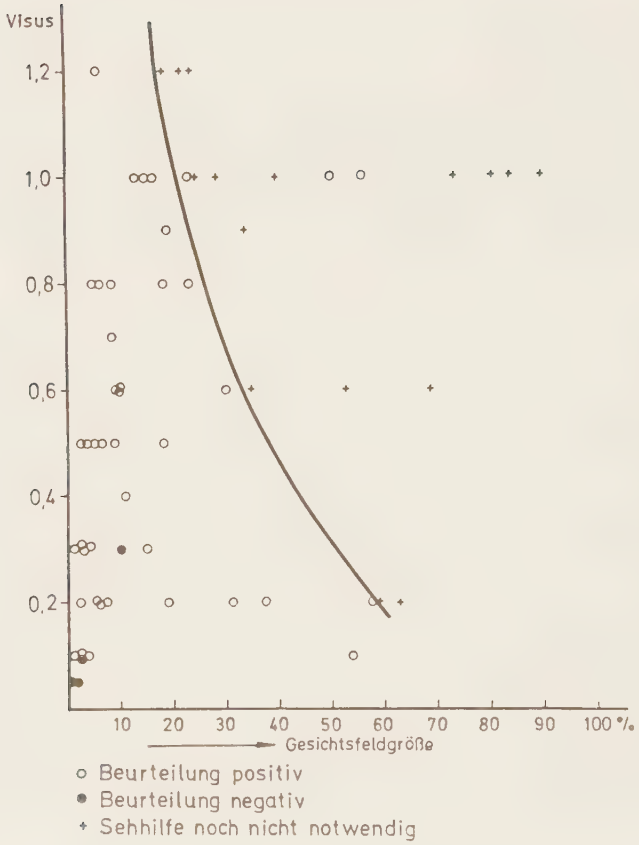

Abb. 3: Indikationsbereich für Weitwinkel-Fernrohrbrillen

Zwei weitere Patienten äußerten sich negativ über die Sehhilfe. Der eine besaß rechts 17% Gesichtsfeldgröße bei einem Visus von 0,2 und links 5%. Auf diesem Auge nahm der Patient lediglich Handbewegungen wahr. Zieht man in Betracht, daß die 17% Gesichtsfeldgröße fast nur durch eine periphere Gesichtsfeldinsel zustande kamen, so ist der Patient als praktisch blind zu bezeichnen. Der andere Patient wies rechts 10% Gesichtsfeldgröße bei einem Visus von 0,3 und links 3% bei einem Visus von 0,1 auf. Die Gesichtsfeldreste lagen zentral.

2.4. Diskussion

Der periphere Degenerationstypus, wie er z.B. bei der Retinopathia pigmentosa vorliegt, ist gekennzeichnet durch den Funktionsverlust der peripheren Netzhaut. Dies führt zu Gesichtsfeldeinschränkungen mit mangelnder Orientierungsfähigkeit. Der zentrale Visus kann noch voll erhalten sein.

Die Rehabilitation dieser Patienten beinhaltet die Wiederherstellung des Orientierungsvermögens. Dies ermöglicht die Weitwinkelfernrohrbrille. Sie bewirkt eine Gesichtsfeldvergrößerung durch Bildverkleinerung. Es wird somit ein grösseres Gesichtsfeld auf dem zentralen Netzhautrest abgebildet. Eine gleichzeitige Vertiefung der Perspektive erfordert vom Patienten eine gewisse Eingewöhnung.

Sowohl das Prinzip des Galileischen Fernrohrs als auch das des Prismenfernrohrs eignen sich für die Weitwinkeloptik. Die kurze Bauweise des Galileischen Prinzips ist jedoch für eine Brillenfassung von Vorteil.

In klinischen Versuchen ergab sich der in Tabelle 3 dargestellte Indikationsbereich. Innerhalb dieser Grenzen sollte versucht werden, einen optimalen Kompromiß zwischen Gesichtsfeldvergrößerung und Bildverkleinerung zu finden.

Gesichtsfeldgröße<5%

20%, Visus 1,0
30%, Visus 0,6
60%, Visus 0,2

optische Hilfsmittel im allgemeinen zwecklos	Indikationsbereich für teleskopische Weitwinkelsysteme	Sehhilfen im allgemeinen noch nicht erforderlich

Tab. 3: Rehabilitation mit Weitwinkelfernrohrbrillen

Die Untersuchungsergebnisse wurden empirisch ermittelt. Sowohl objektive (Perimetrie) wie auch subjektive Parameter (Beurteilung des Patienten hinsichtlich des Nutzeffektes der Sehhilfe, Berechnung der Gesichtsfeldgröße durch "normales" Gesichtsfeld) sind zur Ermittlung der Ergebnisse verwendet worden. Ferner wurden periphere und zentral gelegene Gesichtsfeldreste bei der Berechnung der Gesichtsfeldgröße gleich bewertet.

Bei der Beurteilung der Untersuchungsergebnisse ist dies zu berücksichtigen.

Zusammenfassend läßt sich feststellen, daß die Weitwinkelfernrohrbrille eine gute Möglichkeit zur Rehabilitation der peripheren Netzhautdegeneration darstellt.

Zusammenfassung

Die Rehabilitation Sehbehinderter ist nur bei bestimmten Krankheitsbildern zufriedenstellend gelöst. Zentrale Netzhautdegenerationen, die mit einer Verschlechterung des Visus einhergehen sind im allgemeinen Indikationen für eine Anzahl von vergrößernden Sehhilfen, angefangen von der Lupe, bis hin zum Fernsehlesegerät. Das gemeinsame Prinzip ist die Vergrößerung des Sehwinkels.

Eine Übersicht über die verschiedenen Sehhilfen beschreibt deren Aufbau sowie die Indikationen.

Die zur Zeit zur Verfügung stehenden Blindenhilfsmittel werden im Anschluß aufgeführt. Es zeigt sich, daß die Datenverarbeitung auf diesem Sektor gute Fortschritte gebracht hat.

Sehbehinderungen, die auf peripheren Netzhautdegenerationen beruhen, sind in erster Linie durch Gesichtsfeldeinschränkungen und demzufolge mangelhafter Orientierungsfähigkeit charakterisiert. Sie lassen sich mit den obigen optischen Sehhilfen im allgemeinen nicht rehabilitieren.

Es wird eine Sehhilfe vorgestellt, die als Weitwinkelfernrohrbrille eine Gesichtsfeldvergrößerung ermöglicht. Der Aufbau entspricht dem eines umgekehrten Galileischen Fernrohrs. In klinischen Versuchen zeigte sich ein gut abgrenzbarer Indikationsbereich für diese Sehhilfe.

Literaturverzeichnis

Aulhorn, E.: Die Beziehung zwischen Gesichtsfeldausfall und Lesefähigkeit bei Schwachsichtigen.
Separatum aus der 7. Jahreshauptversammlung der Österr. Ophthal. Ges. Wien (1962) 80 - 86

Aulhorn, E.: Über die Indikation zur Verordnung vergrössernder Sehhilfen
Sonderdruck d. Wiss. Vereinigung der Augenoptiker e.V.16 (1966) 139 - 146

Aulhorn, E.: Ärztliche Hilfen für das sehbehinderte Kind
Ber. dt. ophthal. Ges. 69 (1968) 311

Aulhorn, E.: Die Gesichtsfeldprüfung bei makulären Erkrankungen Ber. dt. ophthal. Ges. (1971) 77 - 86

Aulhorn, E.: Optische und elektronische Sehhilfen bei Makulaaffektionen.
Ber. dt. ophthal. Ges. (1973) 594 - 601

Bach-y-Rita P., Carter C., Collins C.C., Saunders F.A., White B., Scadden L.: Visual substitution by tactile image projection
Nature 221, (1969) 963

Bach-y-Rita P.: Visual information through the skin - a tactile vision substitution system.
Trans. Amer. Acad. Ophthalm. Otolaryn. 78 (1974) 729 - 740

Bebie H., Fankhauser F.: Elektronische Orientierungs- und Lesehilfen für den Blinden.
Schweiz. Ophthal. Ges. 64 Vers. Locarno (1971)

Benjamin J.M.Jr., Ali N.A., Schepis A.F.: A new laser cane for the blind.
Paper 5.2 4th Annual Meeting, Biomed. Engineering Society LA, Jan 29 and 30 (1973)

Biessels W.J.: Binokulare Teleskopbrillen für Schwachsichtige.
Süddeutsche Optikerzeitung 28 (1973) 162 - 164

Biessels W.J.: Prismenlupenbrillen für Schwachsichtige
Der Augenoptiker 11 (1976) 1089 - 1099

Biessels W.J., Oosterhuis J.A.: Die Prismenlupenbrille als vergrößerndes Sehhilfsmittel für Schwachsichtige und als Operationsbrille
Klin. Mbl. Augenheilk. 174 (1979) 519 - 528

Blankenagel A., Jaeger W., Werner F.: Randsight - Lesegerät für Sehgeschädigte - Kabelfernsehgerät nach Genensky.
Ber. dt. ophthal. Ges. 71 (1971) 669 - 672

Blankenagel A., Jaeger W.: Erste Erfahrungen mit dem Fernsehlesegerät für hochgradig Sehbehinderte. (Bei welchem Patienten lohnt sich ein Versuch mit diesem Gerät?)
Klin. Mbl. Augenheilk. 160 (1972) 723 - 728

Blankenagel A., Jaeger W.: Erfahrungen mit dem Fernsehlesegerät in einer Blindenschule.
Klin. Mbl. Augenheilk. 161 (1972) 467 - 469

Blankenagel A.: Wem kann mit einem elektronischen Fernsehlesegerät geholfen werden?
Blindenwelt 7/8 (1972) 20 - 25

Blankenagel A., Jaeger W.: Das Fernsehlesegerät für hochgradig Sehbehinderte.
Klin. Mbl. Augenheilk. 163 (1973) 376 - 380

Bliss C.J.: Now the totally blind can read the materials of the sighted.
Presented at the 78th Annual Meeting of the Amer. Acad. of Ophthalm. and Otolaryn. Sept. 16 - 20 Dallas (1973)

Brindley G.S., Lewin W.S.: The sensation produced by electrical stimulation of the visual cortex.
J. Physiol. 169 (1968) 479 - 93

Brindley G.S., Rushton D.N.: Implanted stimulators of the visual cortex as visual prosthetic devices.
Trans. Amer. Acad. Ophtalm. Otol. 78 (1974) 741 - 745

Britz K.: Moderne Blindenhilfsmittel
Horus 37 Heft 1 (1975) 17 - 20

Colani C.: Orientierungshilfe für Blinde.
Horus 38 (1976) 12 - 17

Cooper F.S., Gaitenby J., Mattingly I.G.: Research on audible outputs of reading machines for the blind.
Bull. Prosth. Res. (1971) 10 - 15, 241 - 246

Cooper F.S., Gaitenby J., Mattingly I.G., Nye P.W., Sholes G.N.: Research on audible outputs of reading machines for the blind
Bull. Prosth. Res. Spring (1972) 10 - 17, 252 - 257

Crawford B.H.: Farbidentifizierungsgerät für Blinde.
Ophthalmologica Basel 170 (1975) 103 - 105

Daniels E.J., Gottlob H.: Zeiss Prismen-Lupenbrillen und Prismen-Lupen.
NOJ 12/78

Fankhauser F., Bebie H.: Elektronische Hilfsgeräte für Blinde - Probleme und Lösungen.
Therapeutische Umschau Band 32 Heft 1 (1975) 59 - 69

Fankhauser F.: Electronic aids for the visually handicapped and the blind.
aus:Rehabilitation of the visually disabled and the blind at diffrent ages. B. Gloor, R. Brückner (Hrsg.) Bern, Stuttgart, Wien: Huber 1980 ISBN 3-456-8079-2
Symposium Basel Juni (1978)

Farmer L.W.: Mobility devices
Bull. Prosth. Res. (Washington) Fall (1978) 47 - 118

Ferree J.W.: Estimated statistics on blindness and visual problems.
Nat. Soc. for Prevention of Blindness, Inc., New York (1966)

Fournier d'Albe E.E.: The optophone: an instrument for reading by ear.
Nature 105, (1920) 295 - 296

Freiberger H.: Mobility
Trans. Amer. Acad. Ophtal. Otolaryn. Vol. 78 (1974)
713 - 721

Frey R.G.: Grundlagen und Möglichkeiten der Verwendung vergrößernder Hilfsmittel zur Besserung herabgesetzten Sehvermögens.
Ophthalmologica 142 (1961) 589 - 608

Genensky S., Baran P., Moshin L., Steingold H.: A closed circuit TV system for the visually handicapped.
Res. Bull. AFB 19 (1969) 191

Genensky S., Moshin H.L.; Steingold H.: A closed circuit TV system for the visually handicapped and prospects for the future research.
Rand Papers P 4147 July (1969)

Genensky S.: Some comments on a closed circuit TV system for the visually handicapped.
Amer. J. Optom. 46 (1969) 519

Genensky S.: Closed circuit TV and the education of a partially sighted.
Rand Papers P 4343 March (1970)

Genensky S.: A functional classification system of the visual impaired to replace the legal definition of blindness.
Amer. J. Optom. 48 (1971) 631

Genensky S., Petersen H.E., Moshin H.L., Clewett R.W., Yoshimura R.J.: Advances in closed circuit TV systems for the partially sighted.
A report prepared under Research Grent from the Social and Rehabilitation Service, US Department of Health, Education and Welfare (Washington 1972)

Goldish L.H., Taylor H.E.: The Optacon as a tool for the blind professionals.
Amer. Found. for the Blind Preliminary report.

Goodrich G.L., Bennet R.R., Wiley J.K.: Electronic calculators for visually impaired users: an evaluation.
J. of visual Impairement and Blindness 71 (1977) 154 - 157

Gottlob H.: Anpassung von vergrößernden optischen Sehhilfen für Sehbehinderte.
NOJ 11/78

Gunstensen E.: Visual aids for the partially sighted. Brit. J. Ophth. 44 (1960) 675 - 678

Hammerstein W.: Die Kontaktlinse als Okular vergrößernder Sehhilfen.
Contactologica 55 (1980)

Hammerstein W.: Weitwinkelfernrohrbrillen als Sehhilfen bei tapetoretinalen Degenerationen.
Klin. Mbl. Augenheilk. im Druck

Harms H.: Prüfung der makulären Funktionen.
Ber. dt. ophthal. Ges. (1971) 75 - 76

Harms H.: Über die Untersuchung der zentralen Sehschärfenherabsetzung bei Makulaerkrankungen und ihre Differenzierung unter pathogenetischen Gesichtspunkten.
Ber. dt. ophthal. Ges. (1971) 86 - 93

Holm O.C.: A simple method for widening restricted visual fields.
Arch Ophthalmol. 84 (1970) 611 - 612

Jaeger W., Blankenagel A., Hudelmeyer D., Will G.: Lesehilfen für hochgradig Sehbehinderte.
Dtsch. med. Wschr. 99 (1974) 2365 - 2368

Jaeger W., Blankenagel A., Hudelmeyer D., Will G.: Elektronische Lesegeräte und Orientierungshilfen für Blinde.
Dtsch. Med. Wschr. 99 (1974) 2411 - 2417

Jaeger W., Blankenagel A.: Lesegeräte für Blinde.
Klin. Mbl. Augenheilk. 168 (1976) 613 - 621

Jaeger W., Blankenagel A.: Die Rehabilitation Sehgeschädigter
Ophthalm. optische Fortbildung in Münster (1979) 7 - 17

Kay L.: Ultrasonic spectacles for the blind.
in: Dufton R. (Ed.) Proceedings of the Int. Congress on Technology and Blindness, London (1966) 275 - 292

Kay L.: Sonic glasses for the blind. A progress report.
Amer. Found. for the Blind Res. Bull. 25 (1973) 25 - 58

Krefman R.A.: Reversed telescopes on visual efficiency scores in field-restricted patients.
Amer. J. Opt. Physiol. Opt. 58 (1931) 159 - 162

Kurzweil R., Kleiner A.: A description of the Kurzweil reading machine and a status report on its testing and dissamination.
Bull. Prosth. Res. (1977) 10 - 27, 72 - 81

Lauer H.: Lesehilfen
Horus 37 2 (1975) 31 - 34

Merz F., Brambring M.: Technik und praktische Brauchbarkeit elektronischer Blindenführgeräte.
Biomed. Technik 16 Nr. 6 (1971)

Mims F.M.: An infrared eyeglass mobility aid for the blind.
Presented at the Southwestern IEEE Conference Dallas (1972) 5ff

Newsletter: Nr. 18, 19, 21 Publ. Telesensory Systems Inc. Palo Alto Calif. USA (1978, 1979)

Nye P.W., Hankins J., Rand I.G., Mattingly I.G., Cooper F.S.: A plan of the field evaluation on an automatic reading system for the blind.
IEEE Tran. Audio. Electroacust. Vo. 21 (1973) 265 - 268

Oosterhuis I.A., Biessels W.J.: The prism loupe used as a low vision aid and in ocular surgery.
Documenta Ophthalmologica 44, 1 (1977) 219 - 222

Optacon Newsletter: Nr. 3, 4, 5 Publ. Telesensory Systems Inc. Palo Alto California USA(1973, 1974)

Pape R.: Lupenbrillen, Fernrohrbrillen und Fernrohrlupenbrillen. Vergrößernde Sehhilfen für Sehgeschädigte.
Zeitschrift für Allgemeinmedizin / Der Landarzt 47 (1971) 111 - 113

Potts A., Volk D., West S.: A television reader.
Amer. J. Ophthalm 47 (1959) 580

Reiner J.: Auge und Brille
3. Auflage Enke Verlag Stuttgart (1978)

Russel L.: Clark L.L. (Ed.): Proceedings of the Rotterdam Mobility Conference AFB, May (1965) 294 pp

Schönherr K.P.: The braille module technique.
Int. J. of Rehabilitation Res. (1977) 96 - 98

Schober H.: Besondere Sehhilfen
Der Augenarzt Bd. 2 (1972) 254 - 273

Schoof L.T.: Analysis of Optacon usage.
Amer. Found. for the Blind Res. Bull. 29 (1975) 33 - 50

Schulz H.: The ultrasonic impuls radar as orientation aid for the blind.
Int. J. of Rehabil. Res. 2 (2) (1969) 247 - 249

Slevogt H.: Technische Optik
Walter de Gruyter Berlin - New York (1974)

Smith G.G.: The stereotoner - a new reading aid for the blind.
Paper presented to the 25th Annual Conference Engineering in Medicine and Biology 1 - 5 Bal. Habour, Oct. (1972)

Starkiewicz W., Kuliszewski T.: Progress report on the Elektrooftalm mobility aid.
Proc. Rotterdam Mobility Res. Conf. 27 - 38 Clark L.L. (Hrsg.): Amer. Found. for the Blind New York (1962)

Starkiewicz W., Kuliszewski T.: The channel Elektroftalm
Proc. Int. Congr. on Techn. and Blindness Vol. 1 157 - 166
Clark L.L. (Hrsg.) Amer. Found. for the Blind New York 1963

Strelow E.R., Kay N., Kay L.: Binaureal sonsory aid: Case studies of its use by two children.
J. of visual Impairement and Blindness 72 (1978) 1 - 9

Swail J.C.: Kommunikation mit der Umwelt - Fortschritte in der Technologie der Blindenhilfsmittel.
Horus 1 (1971) 4 - 7

Vaughan J.G. jr., Schimmel H.: Feasiability of electro-cortical visual prosthesis.
Amer. Found. for the Blind Res. Bull. (1970)

Weder W.: Sehhilfen und Hilfsmittel für Schwachsichtige
Der Augenarzt 6 (1978) 466 - 470

Herrn Prof. Dr. Wolfgang Hammerstein danke ich
für die Überlassung des Themas sowie für seine
Unterstützung bei der Durchführung.

Ich erkläre hiermit an Eides Statt,

daß ich die vorliegende Arbeit ohne unerlaubte Hilfen angefertigt, das benutzte Schrifttum vollständig angegeben habe und die Arbeit noch von keiner anderen Fakultät abgelehnt worden ist.

Lebenslauf

Ich, Ulrich H o f f m a n n , wurde geboren am 26. April 1956 als Sohn des Unternehmers Gregor Hoffmann und seiner Frau Mathilde Hoffmann, geborene Feldmann.
Von 1962 bis 1966 besuchte ich die Grundschule in Olpe. Von dort wechselte ich 1966 zum Gymnasium der Stadt Olpe, wo ich 1975 mein Abitur ablegte.

Im WS 1975/76 begann ich ein Maschinenbaustudium an der Technischen Hochschule Aachen.
Als ich zum WS 1976/77 zum Studium der Medizin zugelassen wurde, immatrikulierte ich mich an der Universität Düsseldorf. Hier legte ich 1978 das Physikum, 1979 das 1. Staatsexamen und 1982 das 2. Staatsexamen ab.

Zum SS 1982 wechselte ich dann an die Universität Heidelberg. Dort absolvierte ich das Praktische Jahr am akademischen Lehrkrankenhaus der Universität Heidelberg in Heilbronn.

Im April 1983 legte ich in Heidelberg das 3.Staatsexamen ab.

Heidelberg, im Mai 1983